

モンテカルロシミュレーションを用いる定量解析環境の構築

白川 誠士¹⁾ 後田 智也¹⁾ 橋本 洋志¹⁾
 田所 匡典¹⁾ 宇野 正樹²⁾ 辻本 正和²⁾
 石黒 雅伸²⁾ 外山 宏³⁾

1) 藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科

2) 藤田保健衛生大学病院 放射線部

3) 藤田保健衛生大学 医学部 放射線医学教室

Construction of the Quantitative Analysis Environment Using Monte Carlo Simulation

Seiji SHIRAKAWA¹⁾, Tomoya USHIRODA¹⁾, Hiroshi HASHIMOTO¹⁾,
 Masanori TADOKORO¹⁾, Masaki UNO²⁾, Masakazu TSUJIMOTO²⁾,
 Masanobu ISHIGURO²⁾ and Hiroshi TOYAMA³⁾

1) Faculty of Radiological Technology, School of Health Sciences, Fujita Health University

2) Department of Radiology, Fujita Health University Hospital

3) Department of Radiology, School of Medicine, Fujita Health University

(article received : Apr 19, 2013)

Key words : Monte Carlo simulation, SIMIND, Gamma camera, SPECT, Myocardial phantom

1. 諸 言

核医学イメージングは、放射性壊変、光子や粒子によるエネルギーの放出、およびその検出のようなランダムな事象を扱うため、核医学領域の研究にモンテカルロシミュレーションは適切なツールとされている^{1,2)}。モンテカルロシミュレーションは、実際の収集では取得できない重要なパラメータ（例えば、個々の光子におけるファントム中の減弱、あるいは散乱回数、散乱角度、分配エネルギーなど）を、シミュレーションデータから推定することが可能である。そのためモンテカルロシミュレーションは、NaI (TI) クリスタル、コリメータなどのイメージングシステム設計の最適化、減弱および散乱などの補正法や、再構成アルゴリズムの精度を評価するために多用されており³⁻⁷⁾、これらはそれぞれ再構成画像の定量性向上を目的としている。EGS (Electron Gamma

Shower), MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport), SimSET (Simulation System for Emission Tomography) などの多くのモンテカルロコードが、放射線の挙動のシミュレーションに利用されている⁸⁻¹⁰⁾。そのうちの1つであるSIMIND (Simulation of imaging nuclear detectors)¹¹⁻¹⁴⁾は、臨床用のガンマカメラを簡単に設計できる特徴を有している。光電効果、非干渉性散乱、干渉性散乱、および電子対生成をシミュレートし、プランナー、SPECT (single photon emission computed tomography) のシミュレーションに利用されている。

心筋 SPECT は心筋の viability 評価に有用であり、核医学の中でも多く行われている検査である。しかし心筋は肺、軟部組織、骨などの不均一な吸収体による影響を受け、定量評価のためには解決しなければならない多くの問題を含んでいる。そのため、心筋 SPECT において、各種補正

法の評価, 最適撮像法の検討などの定量性向上に関する研究が多く行われている. そのほとんどは, 胸部ファントムによる実測実験である¹⁵⁻¹⁷⁾. しかし実測データであるため, 減弱, 散乱, 空間分解能劣化などの程度は不明であり, それらの補正法評価の基準となる画像を得ることは困難である.

本論文は胸部ファントムを CT にて撮影し, その体軸断層像から線源マップと密度マップの作成を行い, モンテカルロシミュレーションに応用した. SIMIND コードを使用して, 実測実験に用いた SPECT 装置と同様の条件でシミュレーションを行った. 最初に, 実測実験とシミュレーションの結果が一致するか確認した. すなわち, SIMIND によるモンテカルロシミュレーションの精度を検証した. そして, 各種補正法の評価を可能にするため, 胸部ファントムにおける理想画像を作成し, 物理系因子 (減弱, 散乱), 計測系因子 (空間分解能劣化, 統計的変動) の影響をそれぞれ評価した.

2. 使用機器および方法

2-1. 使用機器

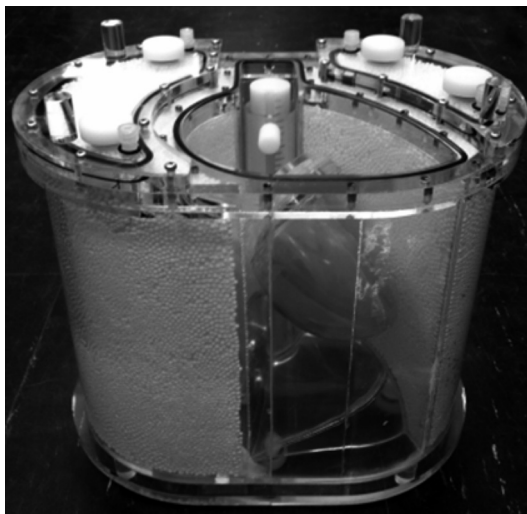
実測実験に使用した胸部ファントムは, 心臓肝臓ファントム HL 型 (以下, HL 型ファントム,

京都科学社) である (Fig. 1 (a)). ファントムの SPECT 撮像, CT 撮影には SPECT・CT 装置 Symbia T6 (SIEMENS 社) を用いた (Fig. 1 (b)). コリメータは LMEGP (Low-Medium Energy General Purpose) を装着した. CT 画像より行った線源マップ, 密度マップの作成は, visual studio C# (Microsoft 社) でプログラミングした自作ソフトウェアを使用した. モンテカルロシミュレーションコードは SIMIND を, フィルタ処理, 画像再構成は Prominence processor (日本メジフィジックス社) を用いた. シミュレーション, 画像処理に用いた PC 環境は, DELL 製 PRECISION T7400 (プロセッサ: クアッドコア インテル Xeon プロセッサ E5420, メモリ: 2.0 GB) である.

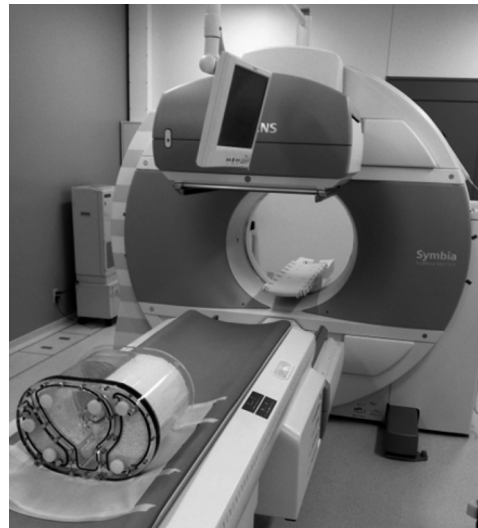
2-2. 方法

2-2-1. 実測実験 (HL 型ファントムの SPECT 収集)

SPECT・CT 装置 Symbia T6, HL 型ファントムを用いて SPECT 撮像を行った. 心筋部に Tc-99m を 15 MBq (心筋摂取率 2%, 投与量 740 MBq を想定) 注入し, 撮像条件はエネルギーウィンドウ 140 keV $\pm$ 10%, マトリクスサイズ 128 $\times$ 128, ピクセルサイズ 0.39 cm, 6 度ステップ, 360 度方向, 20 秒/ステップ, 最近接軌道で収集した. その後, 投影画像に対して Butter-



(a) Heart/Liver Phantom Type: HL



(b) SPECT・CT system Symbia T6

Fig. 1 (a) 心臓肝臓ファントム HL 型, (b) SPECT・CT 装置 Symbia T6

worth フィルタ (Order 8, Cutoff Frequency 0.48 cycles/cm) 処理, FBP (Filtered Back Projection) 法にて画像再構成を行った。

2-2-2. 線源マップ, 密度マップの作成

SPECT 収集と同じ位置で HL 型ファントムの CT 撮影を行った。撮影条件は管電圧 130 keV, 80 mAs, マトリクスサイズ 512×512 , ピクセルサイズ 0.127 cm, スライス厚 0.3 cm とした。CT 撮影から得られたスライス枚数分の DICOM (digital imaging and communication in medicine) フォーマットファイル (CT 画像) を, 自作ソフトウェアにてヘッダ領域を取り除き 1 ファイルにまとめた。このファイルを元に, SIMIND の実行形式に従うように処理を行い, 線源マップと密度マップに変換した。線源マップは各スライスで心筋部分を抽出し, 閾値法にて線源領域を設定した。密度マップはファントム外のノイズを除外した後, 各ピクセルに 1,000 を加算した (すなわち水の CT 値を 1,000 とした)。

2-2-3. シミュレーション

SIMIND を用いて, LMEGP コリメータを装着した Symbia T6 を設計し (NaI (Tl) クリスタル厚: 0.95 cm, クリスタルカバー: Al, 後方散乱物質: パイレックス (6 cm)¹⁸⁾, 有効視野: $59.1 \times 44.5 \text{ cm}^2$, エネルギー分解能: 9.9% (140 keV), 固有分解能: 0.38 cm), 作成した両マップを用いて, 実測実験の撮像条件と同様にシミュレーション条件を設定し, 実行した。シミュレーションにより作成した投影画像は, 実測実験と同じ条件で

Butterworth フィルタ処理, FBP 画像再構成を行った。物理系因子および計測系因子の及ぼす影響について検討するため, 減弱, 散乱, 空間分解能劣化, 統計的変動を除外した理想画像を作成した。またこれらの因子の影響を検討するため, それぞれの因子を考慮したシミュレーションを行った。

3. 結 果

CT 画像より作成した線源マップと密度マップの体軸断層像 (マトリクスサイズ 512×512) を **Fig. 2** に示す。今回使用したファントムは, 肺の密度が一様でないことがわかる。これらのマップを用いてシミュレーションを行い (シミュレーション時間: 13分45秒), 実測実験と比較した。

Fig. 3 に Tc-99m による実測実験とシミュレーションにより得られた相対表示のエネルギースペクトル (全カメラ視野, カメラ位置 0° における最近接時) を示す。両者のエネルギースペクトルは, 80 keV の周辺を除いてはよく一致した。光電ピークにおける実測とシミュレーションの FWHM (Full Width at Half-Maximum) は, それぞれ 15.6 keV と 15.8 keV であった。両者の投影画像を **Fig. 4** 上段に, フィルタ処理, 再構成後の体軸断層像を **Fig. 4** 下段に示す。視覚的に両画像に大きな違いがないことが認められた。同様に実測とシミュレーションの体軸断層像から軸変換を行って作成した Bull's-eye マップ (**Fig. 5** 上段) と, Bull's-eye マップ中央 3 スライス平均の

(a) Source maps



(b) Density maps

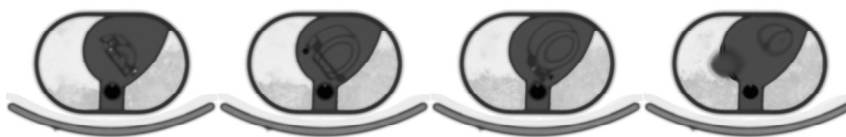


Fig. 2 CT 画像より作成した (a) 線源マップ, および (b) 密度マップの体軸断層像

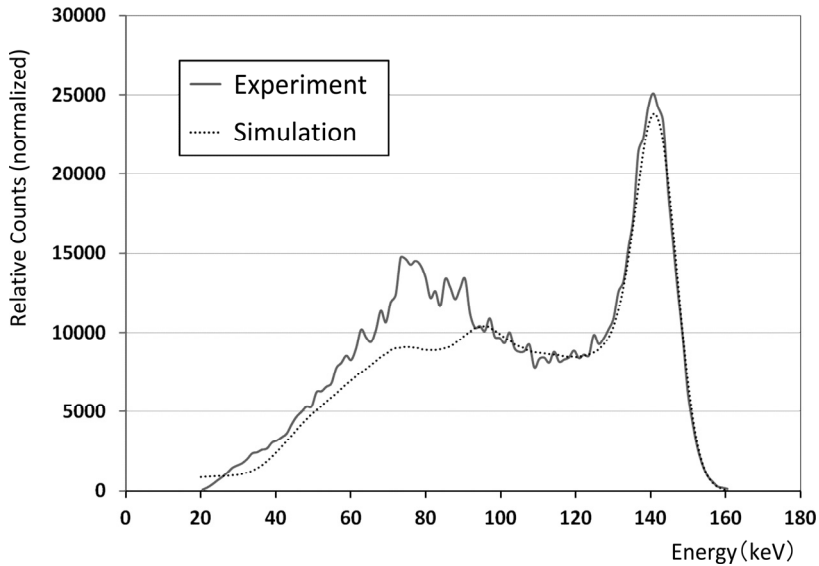


Fig. 3 Tc-99m における HL 型ファントム収集時のエネルギースペクトル

Projection images

【Experiment】



【Simulation】



Reconstructed images

【Experiment】



【Simulation】



Fig. 4 実測実験とシミュレーションによる投影画像（上段），および体軸断層像（下段）

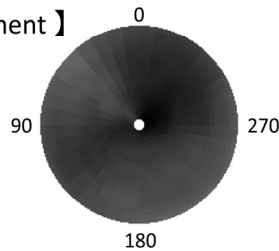
Circumferential プロファイルカーブ (Fig. 5 下段) を示す。また Fig. 6 は垂直長軸断層像（上段）と、水平長軸断層像とそのプロファイルカーブ（下段）である。両者は全ての画像、プロファイルカーブではほぼ同様の分布を示した。水平長軸断層像のプロファイルカーブでは減弱などの影響により、側壁に比べ中隔は実測で17.3%，シミュ

レーションで17.0%のカウント減少があった。

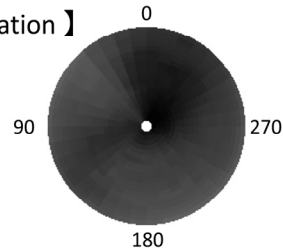
次にシミュレーションにより理想画像を作成し、各因子の影響を検討した結果を示す。これら投影画像の Window Level は、Upper Level にそれぞれの画像のカウント最大値を、Lower Level に0を設定している。Fig. 7 は、物理系・計測系因子を除外した理想画像 (a)，空間分解能劣化の影

Bull's eye map

【Experiment】



【Simulation】



【Circumferential profile curve of the average of central three slices in Bull's eye map】

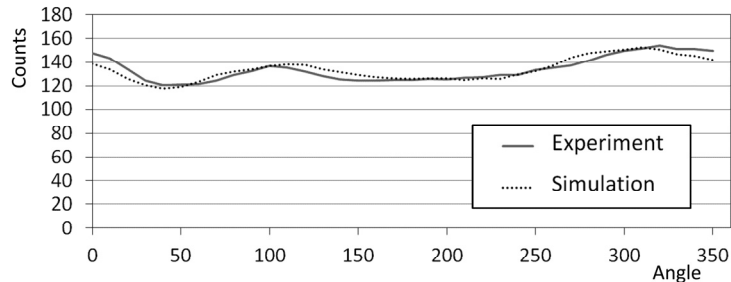


Fig. 5 実測実験とシミュレーションによる Bull's-eye マップ (上段), および中央 3 スライス平均の Circumferential プロファイルカーブ (下段)

Vertical long axis

【Experiment】



【Simulation】



Horizontal long axis

【Experiment】



【Simulation】

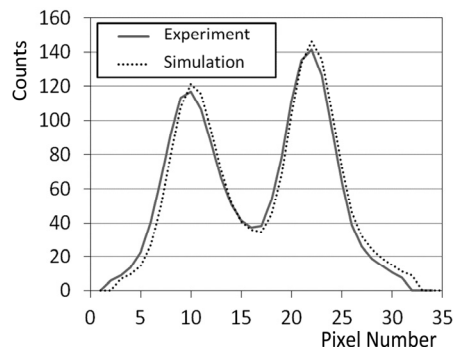


Fig. 6 実測実験とシミュレーションによる垂直長軸断層像 (上段), および水平長軸断層像と点線部のプロファイルカーブ (下段)

響を加えた画像 (b) である。2つの画像は左の密度マップに示す 30、210° 方向の投影画像である。下段はそれぞれの点線部のプロファイルカーブを示している。Fig. 8 は画像 (b) に減弱の影響

響を加えた画像 (c) とプロファイルカーブである。減弱によりプロファイルカーブの平均値は 30° で 69.0%, 210° で 87.6% の減少が認められた。Fig. 9 は画像 (c) に散乱の影響を加えた画像

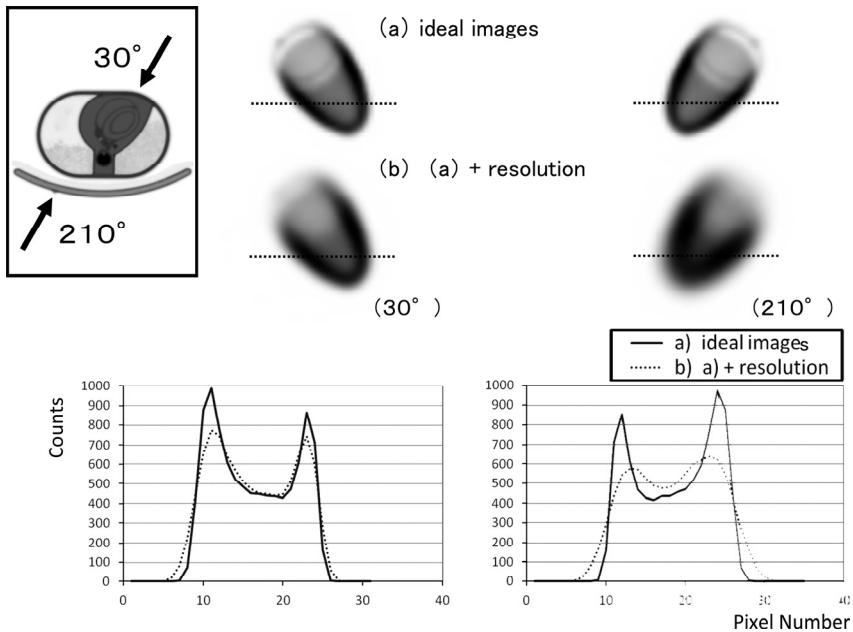


Fig. 7 物理系, 計測系因子を除外した理想画像 (a) と, 画像 (a) に空間分解能劣化の影響を加えた画像 (b) (30°, 210° 方向の投影画像). 下段はそれぞれの画像の点線部のプロファイルカーブ

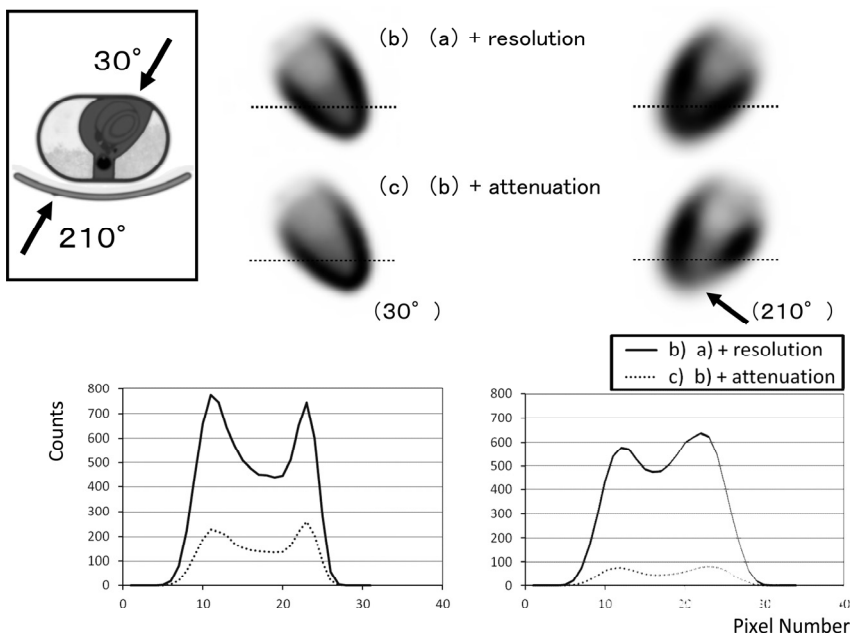


Fig. 8 画像 (b) と, 画像 (b) に減弱の影響を加えた画像 (c) (30°, 210° 方向の投影画像). 下段はそれぞれの画像の点線部のプロファイルカーブ

(d) とプロファイルカーブを示す. 散乱の影響によりプロファイルカーブの平均値は 30° で

32.1%, 210°で44.1%の増加があった. **Fig. 10** は画像 (d) に統計的変動を加えた画像 (e) とプ

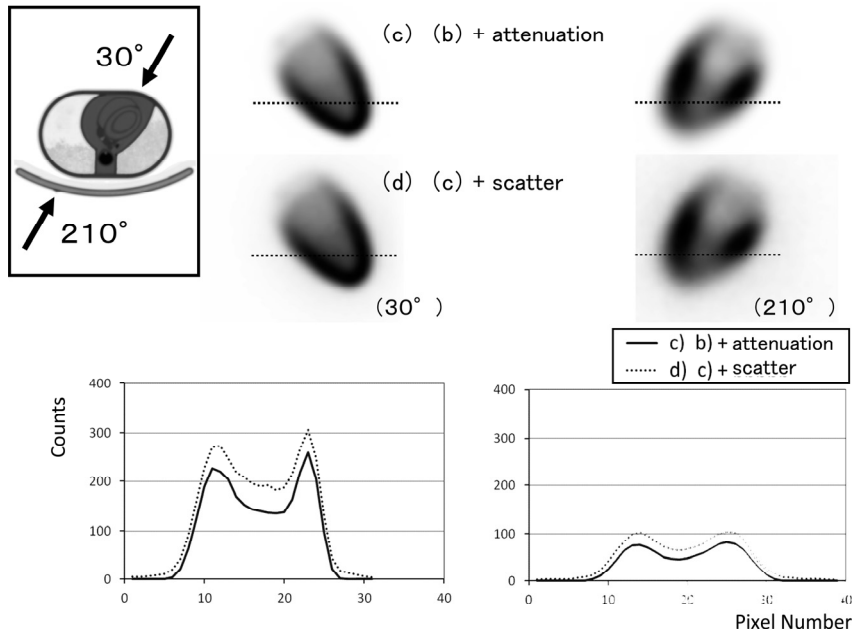


Fig. 9 画像 (c) と、画像 (c) に散乱の影響を加えた画像 (d) (30°, 210° 方向の投影画像)。下段はそれぞれの画像の点線部のプロファイルカーブ

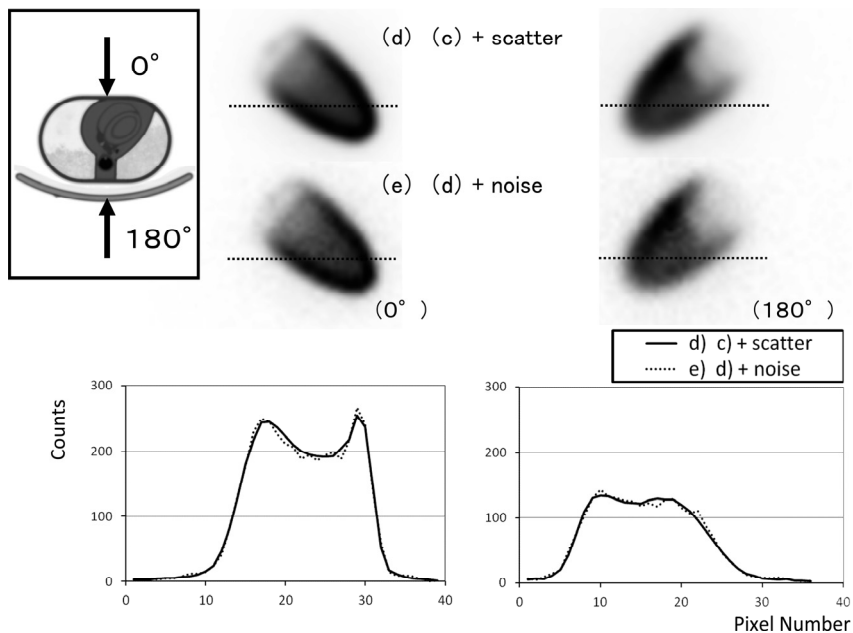


Fig. 10 画像 (d) と、画像 (d) に統計的変動の影響を加えた画像 (e) (0°, 180° 方向の投影画像)。下段はそれぞれの画像の点線部のプロファイルカーブ

ロファイルカーブを示す。この図はその影響がより現れる 0°, 180° の画像を示しており、ポアソンノイズを加えることによりカウント値の変動が

認められた。この画像 (e) は全ての因子を考慮した画像であり、実測画像と同等になる。

4. 考 察

本論文は、心筋血流 SPECT の定量性向上の研究に、減弱・散乱などの重要なパラメータを取得できるシミュレーションを用いるため、その精度に関する基礎的検討を目的としている。シミュレーションにより得られたエネルギースペクトル、投影画像は、実測実験とよく一致した結果が得られた。さらにシミュレーションにより、HL 型ファントムにおける減弱・散乱・分解能劣化・統計的変動などの評価が可能となった。

SIMIND は、ガンマカメラを用いるイメージングをシミュレーションするために作られた。NaI (Tl) クリスタルのサイズ、カバー、後方散乱物質などの構造や、エネルギー分解能、空間分解能などの特性を設定することにより、様々なガンマカメラのシミュレーションが可能で、プレーナ画像、SPECT 投影画像、エネルギースペクトルなどの結果が得られる。コリメータもほとんどのメーカーの基本的なタイプは用意されている。今回使用した SIEMENS 社の LMEGP のような特殊なタイプであっても、孔の長さ・径・形・隔壁などの情報があれば、簡単に設計することができる。また線源の設定も、点・線・円柱などの簡単な構造であれば、SIMIND コード上で行える。今回のような線源マップ、密度マップを用いる場合は、各マップをバイナリデータで用意しておき、SIMIND の実行可能形式に変換する必要がある。その変換についてもマニュアルに記述されているため、容易に行える。以上のことから SIMIND は核医学イメージングをシミュレーションするのに、最適なツールであると思われる¹¹⁻¹⁴⁾。

最初に実測データとシミュレーションデータとの比較により、SIMIND の精度を検討した。実測に用いた Symbia T6 (LMEGP コリメータを装着) を SIMIND で設計し、HL 型ファントムの CT 画像より作成した線源マップ、密度マップを用いて、シミュレーションを行った。両者のエネルギースペクトルは、80 keV のエネルギー周辺を除いてよく一致した結果が得られた。これは Tossi ら¹³⁾ の SIMIND を用いたシミュレーションの結果と同様であった。この差異は、実測データ

における鉛コリメータからの K 殻 X 線のピーク (74.97 keV と 88.01 keV) によるものと考えられる。しかし、収集に必要とされる 140 keV $\pm$ 10% 付近は、エネルギー分解能の結果からもよく一致していることが確認され、シミュレーション画像に対して、この差異は悪影響を及ぼさないと考えられた。このことは、実測とシミュレーションの投影画像、再構成画像の比較 (Fig. 4~6) から証明される。両者とも Bull's-eye マップ・Circumferential プロファイルカーブでは、前壁~側壁が高カウントとなるほぼ同等の分布を示した¹⁹⁾。また垂直長軸断層像では、心尖部が最もカウントが高く、下壁で低下する傾向が認められた。水平長軸断層像のプロファイルカーブによる評価では、内腔での散乱の程度、側壁一中隔のカウント比、壁厚が同程度であり、線源・密度マップを用いた SIMIND シミュレーションの精度が確認された。

さらにシミュレーションにより減弱、散乱、空間分解能、統計的変動の影響を取り除いた理想画像 (a) を作成し、実測に用いたガンマカメラで全ての補正が行われた場合の検証画像として用いることが可能となった。また、各因子が画像に及ぼす影響についても検証した。空間分解能劣化の影響では、コリメータ開口角のため斜入してくる光子により心筋の最大カウントは低下し、また壁が厚くなっている。30° と 210° の投影画像で比較すると、理想画像では単に左右逆転になっているのに対し、空間分解能劣化を考慮すると心筋がガンマカメラからより離れる 210° で、その影響は大きく受けていることがわかる²⁰⁾。次に減弱の影響を加えると、プロファイルカーブの平均値は 30° で 69.0%、210° で 87.6% のカウント低下が認められた。この差は、30° では心筋が体表に近いこと、さらに 210° では脊椎 (Fig. 8 中の矢印)、ベッドによる減弱を受けたことによるものだと考えられる。Fig. 8 の投影データでは、それぞれの画像のカウント最大値を Upper Level に設定しているため、全体的なカウントの低下は視覚的にはわからない。しかし 30° の心尖部に注目すると、減弱を考慮しないと投影方向への心筋の重なりが少ないためカウントが低下しているように見えるが、減弱を考慮すると体表に近く、最も減

弱の影響を受けないためカウントが相対的に増加していることがわかる。さらに散乱の影響を加味すると、プロファイルカーブの平均値は 30° で 32.1% 、 210° で 44.1% の増加を示した。これはコンプトン散乱が、収集時に設定したエネルギーウィンドウ内に混入したためである。割合で比較すると 210° の方が高いが、これは減弱においてカウントが低下しているためである。散乱によるカウントの増加は、 30° の方が高い。SIMIND では、画像のトータルカウントに相当したポアソンノイズが付加できる。ノイズなし画像との比較により、ノイズ除去法の評価、Butterworth フィルタの最適 Cutoff Frequency の検討などに用いることができる²¹⁾。

心筋血流 SPECT では、心筋から放出された γ 線が肺、軟部組織、骨などによる不均一吸収体を通してガンマカメラに入射するため、その減弱・散乱は複雑である。これらの補正を正確に行うためには、心筋領域と同軸の密度マップが必要である。最近 SPECT・CT 装置の普及により、CT 画像を密度マップとして用い、減弱、散乱などの補正に利用されている²¹⁾。本論文においても、同様に CT 画像を用い、線源・密度マップを作成しシミュレーションに応用している。臨床例において、線源マップをどのように作成するか課題はあるが、CT 画像を利用したシミュレーションにて、減弱、散乱、空間分解能の情報を得て、補正に応用できる可能性があると考えられる。

5. 結 語

シミュレーションから得られたエネルギースペクトル、SPECT 投影画像、再構成画像は、実測データと良好に一致し、作成した線源マップ、密度マップを用いるシミュレーションの精度が認められた。さらに HL 型ファントムにおいて、減弱・散乱・分解能劣化・統計的変動の物理系因子と計測系因子が画像に及ぼす影響を、個々に評価できた。これにより、各種補正法の精度評価に、本シミュレーションを利用できることが示唆された。

参考文献

- 1) Ljungberg M and Strand SE: A Monte Carlo program for the simulation of scintillation camera characteristics. *Comput Methods Programs Biomed*, **29**: 257-72, 1989
- 2) Zaidi H: Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. *Med Phys*, **26**: 574-608, 1999
- 3) Ljungberg M and Strand SE: Scatter and attenuation correction in SPECT using density maps and Monte Carlo simulated scatter functions. *J Nucl Med*, **31**: 1560-7, 1990
- 4) Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, et al: Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med*, **36**: 1489-513, 1995
- 5) LaCroix KJ, Tsui BM, Hasegawa BH: A comparison of 180 degrees and 360 degrees acquisition for attenuation-compensated thallium-201 SPECT images. *J Nucl Med*, **39**: 562-74, 1998
- 6) Dewaraja YK, Ljungberg M, Koral KF: Accuracy of ^{131}I tumor quantification in radioimmunotherapy using SPECT imaging with an ultra-high-energy collimator: Monte Carlo study. *J Nucl Med*, **41**: 1760-7, 2000
- 7) Rong X, Du Y, Ljungberg M, et al: Development and evaluation of an improved quantitative ^{90}Y bremsstrahlung SPECT method. *Med Phys*, **39**: 2346-58, 2012
- 8) Narita Y, Eberl S, Iida H, et al: Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. *Phys Med Biol*, **41**: 2481-96, 1996
- 9) Ye SJ, Brezovich IA, Pareek P, et al: Benchmark of PENELOPE code for low-energy photon transport: dose comparisons with MCNP4 and EGS4. *Phys Med Biol*, **49**: 387-97, 2004
- 10) Buvat I, Castiglioni I, Feuardent J, et al: Unified description and validation of Monte Carlo simulators in PET. *Phys Med Biol*, **50**: 329-46, 2005
- 11) King MA, Xia W, deVries DJ, et al: A Monte Carlo investigation of artifacts caused by liver uptake in single-photon emission computed tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. *J Nucl Cardiol*, **3**: 18-29, 1996
- 12) Dey J and King MA: Theoretical and Numerical Study of MLEM and OSEM Reconstruction Algorithms for Motion Correction in Emission Tomog-

- raphy. IEEE Trans Nucl Sci, **56**: 2739–2749, 2009
- 13) Bahreyni Toossi MT, Islamian JP, Momennezhad M, et al: SIMIND Monte Carlo simulation of a single photon emission CT. J Med Phys, **35**: 42–7, 2010
- 14) Kangasmaa TS, Kuikka JT, Vanninen EJ, et al: Half-time myocardial perfusion SPECT imaging with attenuation and Monte Carlo-based scatter correction. Nucl Med Commun, **32**: 1040–5, 2011
- 15) 坂下亮子, 杉本勝也, 福屋裕子, 他: ^{123}I -MIBG 心筋シンチグラフィにおける低中エネルギー用コリメータの有用性. 日本放射線技術学会雑誌, **63**: 241–6, 2007
- 16) 中村裕也, 富口静二, 勝田 昇: 心筋 SPECT 検査における collimator detector response (CDR) 補正と effective scatter source estimation (ESSE) 法による散乱線補正の有用性. 日本放射線技術学会雑誌, **66**: 609–17, 2010
- 17) Takahashi Y, Miyagawa M, Nishiyama Y, et al: Performance of a semiconductor SPECT system: comparison with a conventional Anger-type SPECT instrument. Ann Nucl Med, **27**: 11–6, 2013
- 18) De Vries DJ, Moore SC, Zimmerman RE, et al: Development and validation of a Monte Carlo simulation of photon transport in an Anger camera. IEEE Trans Med Imaging, **9**: 430–438, 1990
- 19) 白川誠士, 藤田 透, 玉木長良, 他: TI-201 心筋 SPECT における吸収・散乱補正の検討. 日本放射線技術学会雑誌, **54**: 639–645, 1998
- 20) Yokoi T, Shinohara H and Onishi H: Performance evaluation of OS-EM reconstruction algorithm incorporating three-dimensional distance-dependent resolution compensation for brain SPECT. Ann Nucl Med, **16**: 11–8, 2002
- 21) Noubari HA, Fayazi A and Babapour F: De-noising of SPECT images via optimal thresholding by wavelets. Conf Proc IEEE Eng Med Bio Soc, **2009**: 352–355, 2009
- 22) 若林康治, 今井嘉門, 諸澄邦彦, 他: 一体型 SPECT/CT を用いた $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋血流 SPECT の減弱補正の評価—定量分析による検討—. 日本放射線技術学会雑誌, **66**: 371–378, 2010